

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

JHEISY GABRIELY RODRIGUES SPEJO

ORIENTADOR: PROF(A). DR(A). RENATA C. SILVEIRA RODRIGUES FERRACIOLI

RIBEIRÃO PRETO

2023

JHEISY GABRIELY RODRIGUES SPEJO

Evolução dos Materiais para Estruturas de Prótese Parcial Removível

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do grau de Cirurgião (ã)-Dentista.

ORIENTADOR: PROF(A). DR(A). RENATA C. SILVEIRA RODRIGUES FERRACIOLI

RIBEIRÃO PRETO

2023

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de expressar minha imensa gratidão a Deus, por me tornar capaz de concluir esta etapa, guiar as minhas escolhas e permitir que eu colhesse os melhores frutos desta experiência. Sem a sua orientação, nada disso seria possível.

Agradeço meus pais, por todos os sacrifícios que fizeram, por serem o meu alicerce e apoiarem, com amor, cada passo. Assim como, aos demais familiares e amigos, por sempre me lembrarem do meu potencial e serem meu descanso nos momentos de cansaço.

Agradeço à Universidade de São Paulo, juntamente com o corpo docente e colaboradores, por permitirem que me fosse possível adquirir conhecimento científico e humano de qualidade, os quais levarei para toda a vida.

Agradeço ao meu orientador de pesquisas científicas Jorge Esquiché León, por me apresentar, com paciência, os caminhos da ciência e me permitir ter contato com diversos temas importantes e necessários para a minha formação. Ainda, aos pós-graduandos Evânio Vilela e Julia Biliato Javaroni, os quais me auxiliaram em diversas etapas do desenvolvimento dos trabalhos, sem eles, não chegaria aos mesmos resultados.

Agradeço à minha orientadora Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli por se disponibilizar a me conduzir neste trabalho, na reta final de graduação.

Sou grata à minha amiga e dupla de clínica, Kamila Nunes da Silva, por ajudar nas minhas limitações e tornar a graduação uma experiência compartilhada e efetiva, além de ser meu amparo e direcionamento em diversos momentos dentro da minha formação e na vida pessoal. Juntas, fizemos o melhor possível, nas condições que tínhamos.

Agradeço à minha amiga e também dupla de estágios, Bianca Maria Domingues, a qual me proporcionou muitos momentos de aprendizado e companheirismo pelos diversos lugares em que passamos.

Às minhas colegas de apartamento, por tornarem o processo mais leve.

Agradeço ao cirurgião-dentista Maurício Nakao, que sempre me incentivou e me forneceu auxílios essenciais para que eu pudesse obter a formação de cirurgiã-dentista, assim como à minha amiga e também cirurgiã-dentista Penélope Swerts, por me envolver em diversas situações de aprendizado e me fornecer segurança acerca das minhas escolhas.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma maneira, contribuíram para que eu chegasse até aqui. Que seja apenas o início de uma jornada de conhecimento e crescimento.

EPÍGRAFE

“Nada é pequeno se feito com amor”.

Santa Terezinha do Menino Jesus

RESUMO

SPEJO, Jheisy Gabriely Rodrigues. **Título do trabalho:** subtítulo sem negrito. 2024. 36 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2024.

À medida que a expectativa de vida aumenta e a conscientização sobre os cuidados com a saúde bucal se espalha, nota-se o aumento do edentulismo parcial e o declínio do edentulismo total. Por conseguinte, as próteses parciais removíveis (PPRs), em associação com dentes ou implantes, são cada vez mais recomendadas como uma alternativa mais acessível e eficaz para restaurar estética, função e fonética, priorizando o conforto e as expectativas do paciente, minimizando danos aos dentes pilares e aos tecidos de suporte. Embora as PPRs possam apresentar desvantagens, como o risco de cárie e danos aos tecidos periodontais, uma abordagem cuidadosa no planejamento, manutenção e acompanhamento do paciente pode mitigar esses problemas. Com a crescente demanda por PPRs, há uma necessidade de avanços em materiais e tecnologias, incluindo o uso crescente de tecnologias digitais na fabricação e exploração de materiais não metálicos, como o polímero polieteretercetona (PEEK), que mostra potencial para revolucionar a reabilitação com PPRs. Esse polímero de alto desempenho está ganhando destaque na odontologia como uma alternativa aos componentes metálicos das próteses, em decorrência das suas características mecânicas e físicas. O PEEK oferece flexibilidade para os grampos e rigidez para os outros componentes da estrutura das PPRs, além de vantagens como melhor resistência à flexão e baixo módulo de elasticidade, semelhante ao osso humano, o que resulta em uma distribuição uniforme das tensões e menor risco de fratura, bem como melhor ajuste, estética e estabilidade dos grampos e apoios oclusais. Estudos mostraram que as próteses feitas com esse material têm um impacto positivo na saúde bucal e na qualidade de vida dos pacientes. Contudo, ainda são necessários mais estudos para avaliar a eficácia a longo prazo e otimizar o uso do PEEK nas PPRs.

Palavras-chave: Prótese Parcial Removível. Materiais Aplicados. Cobalto-Cromo. Polieteretercetona. Satisfação dos pacientes.

ABSTRACT

SPEJO, Jheisy Gabriely Rodrigues. **Título do trabalho em inglês:** subtítulo sem negrito em inglês. 2024. 36 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2024.

As life expectancy increases and awareness of oral health care spreads, there is a noticeable rise in partial edentulism and a decline in complete edentulism. Consequently, removable partial dentures (RPDs), in conjunction with teeth or implants, are increasingly recommended as a more accessible and effective alternative for restoring aesthetics, function, and phonetics, prioritizing patient comfort and expectations while minimizing damage to abutment teeth and supporting tissues. Although RPDs may present disadvantages such as the risk of caries and damage to periodontal tissues, careful planning, maintenance, and patient follow-up can mitigate these issues. With the growing demand for RPDs, there is a need for advances in materials and technologies, including the increasing use of digital technologies in manufacturing and exploring non-metallic materials such as polyetheretherketone (PEEK), which shows potential to revolutionize RPD rehabilitation. This high-performance polymer is gaining prominence in dentistry as an alternative to metallic components of dentures due to its mechanical and physical characteristics. PEEK offers flexibility for clasps and rigidity for other components of RPD structures, as well as advantages such as better flexural strength and a low modulus of elasticity, similar to human bone, resulting in uniform stress distribution and lower risk of fracture, as well as improved fit, aesthetics, and stability of clasps and occlusal rests. Studies have shown that prostheses made with this material have a positive impact on oral health and patients' quality of life. However, further studies are still needed to evaluate long-term effectiveness and optimize the use of PEEK in RPDs.

Keywords: Removable Partial Denture. Applied Materials. Cobalt-Chromium. Polyetheretherketone. Patient Satisfaction.

SUMÁRIO

1 - Introdução.....	9
2 - Metodologia.....	11
3 - Desenvolvimento.....	11
3.1 - Materiais utilizados na confecção das próteses parciais removíveis.....	11
3.1.1 - Estruturas de metal.....	13
3.1.1.1 - Ligas de titânio.....	14
3.1.1.2 - Ligas de cobalto-cromo.....	15
3.1.2 - Estruturas poliméricas.....	16
3.1.2.1 - Polimetilmetacrilato.....	18
3.1.2.2 - Poliamida.....	19
3.1.2.3 - Resina de acetal.....	20
3.1.2.4 - Aril-cetona.....	21
3.1.2.5 - Polietercetonacetona.....	21
3.1.2.6 - Polieterecetonacetona.....	22
3.1.3 - O uso do polieterecetonacetona nas próteses parciais removíveis.....	22
3.2 - Sistemas digitais para fabricação das próteses parciais removíveis.....	25
3.3 - Satisfação dos pacientes com as próteses parciais removíveis.....	28
4 - Conclusão.....	29
5 - Referências.....	30

1 INTRODUÇÃO

Ao passo que a expectativa de vida aumenta e o conhecimento acerca dos cuidados com a saúde bucal se difunde, nota-se um cenário de mudança: a ascensão do edentulismo parcial em detrimento da queda do edentulismo total. Assim sendo, a reabilitação oral por meio das próteses parciais removíveis (PPRs) associadas a dentes ou implantes, é amplamente indicada (Campbell et al., 2017; Kim JJ, 2019) como alternativa mais simples (Bohnenkamp DM, 2014; Alageel et al., 2018) e de custo financeiro mais acessível, quando o tratamento com próteses parciais fixas e implantes não são possíveis de serem realizados. Esse dispositivo é capaz de restabelecer estética, função e fonética (Bohnenkamp DM, 2014), levando em consideração, sobretudo, o conforto e as expectativas do paciente, na busca por menores danos aos dentes pilares e aos tecidos de suporte (Kim JJ, 2019). Como a indicação das PPRs tende a permanecer e se popularizar cada vez mais, existe a necessidade de avanços nos materiais e tecnologias que permeiam esse dispositivo (Campbell et al., 2017).

O design das PPRs envolve, basicamente, apoios, conectores maiores, conectores menores e grampos. Os apoios têm como finalidade proporcionar suporte vertical, para que a PPR resista ao movimento em direção ao tecido. O conector maior é responsável por unir os componentes da prótese de um lado aos do outro lado na mesma arcada, sendo essencial que ele seja rígido para garantir estabilidade e distribuição eficaz das forças. Já os conectores menores unem os demais componentes da prótese ao conector maior, transferindo as forças funcionais para os dentes pilares e os efeitos das outras estruturas por toda a prótese. Por fim, os grampos têm a função de fornecer a retenção, resistindo ao movimento de saída da prótese de seu assentamento (Kim JJ, 2019).

Dessa forma, os componentes da PPR devem satisfazer aos requisitos funcionais e biomecânicos desse dispositivo, tal qual retenção, estabilidade, suporte, reciprocidade e passividade. Esses requisitos impedem que os movimentos da prótese em função, exerçam tensões nos dentes pilares, associados à necessidade de rigidez dos conectores maiores e menores, e dos apoios oclusais, em conjunto com a presença de planos guia, para que direcionem as forças no longo eixo dos dentes (Ahmed et al., 2021).

É possível encontrar na literatura estudos que apontam o risco ao desenvolvimento de lesões de cárie e danos aos tecidos periodontais, como desvantagens desse tipo de reabilitação (Campbell et al., 2017; Kim JJ, 2019; Carneiro et al., 2021), no entanto, outros ainda revelam que esses fatores, normalmente, estão presentes quando associados a próteses mal planejadas e higiene oral deficiente, intensificada pelo maior acúmulo de biofilme associado ao uso das mesmas

(Jorge et al., 2012; Campbell et al., 2017; Lo et al., 2022). Dessa forma, a manutenção contínua das PPRs e o acompanhamento do paciente são condutas imprescindíveis para a sua longevidade e sucesso no tratamento (Kim JJ, 2019), sendo ainda preciso conhecer a forma como os diversos desenhos e materiais exercem efeitos variados nos tecidos moles e duros, visto que um projeto inadequado pode ser prejudicial a essas estruturas (Chen et al., 2019).

O planejamento das PPRs exige, então, que o cirurgião-dentista conheça e estabeleça as características associadas aos componentes estruturais, como: tipo de conector maior, tipo e localização dos grampos e apoios, material a ser utilizado na estrutura, cor, modelo e tamanho dos dentes artificiais e cor da base da prótese ideais, a fim atender às demandas individuais de cada paciente (Bohnenkamp DM, 2014), visando superar as possíveis desvantagens desse tipo de reabilitação e melhor preservar a saúde (Jorge et al., 2012; Campbell et al., 2017), através de um design que forneça a distribuição mais homogênea das forças oclusais (Jorge et al., 2012). Ademais, existem ferramentas de design de PPRs disponíveis para o software CAD, onde a trajetória de inserção é determinada automaticamente e o design da prótese passa a ser personalizado (Takaichi et al., 2022).

Atualmente, as PPRs metálicas convencionais são fabricadas por meio da moldagem e enceramento manual da estrutura sobre o molde refratário (Carneiro et al., 2021). Todavia, a tecnologia dos scanners, softwares CAD/CAM e impressoras 3D vem sendo incorporada no planejamento e fabricação das estruturas metálicas das PPRs, com o intuito de proporcionar melhores ajustes e menores fontes de erro, além de menor tempo de fabricação e menos mão de obra (Kim JJ, 2019; Bohnenkamp DM, 2014). Também, é possível que as PPRs sejam projetadas digitalmente, impressas em padrões de resina calcinável e fundidas por meio do método convencional, mesclando ambas as técnicas, convencional e digital (Bohnenkamp DM, 2014; Kim JJ, 2019; Carneiro et al., 2021); ou então, as estruturas metálicas podem advir de outros métodos de fabricação digital, como a fusão seletiva a laser, a qual possibilita que o profissional verifique o projeto antes da sua execução (Kim JJ, 2019). Este é apenas o início para que se chegue às próteses totalmente confeccionadas de maneira digital, podendo ser armazenadas em arquivos e reproduzidas novamente exatamente iguais (Kim JJ, 2019; Bohnenkamp DM, 2014).

De maneira geral, os materiais disponíveis para fabricação das PPRs são classificados em metálicos e não metálicos. Os materiais mais comuns são as ligas metálicas, as quais detém desvantagens importantes, apontadas em diversos estudos, para serem superadas. Dessa forma, a odontologia busca constantemente componentes que superem as desvantagens daqueles já existentes e promovam melhor experiência reabilitadora. Assim, uma alternativa em foco,

atualmente, são os materiais não metálicos, os quais envolvem o grupo dos polímeros e, nesse cenário, o polímero polieteretercetona (PEEK) tem sido destaque, devido às propriedades que prometem avanços na reabilitação com PPRs (Chen et al., 2019). Embora ainda sejam necessários estudos clínicos acerca desse material aplicado nas próteses, o PEEK tem potencial de sucesso no futuro (Ali et al., 2020).

Portanto, a presente revisão de literatura tem o objetivo de apresentar as informações presentes na literatura acerca dos materiais aplicados no contexto das estruturas das PPRs até o momento, elucidando, sobretudo, as vantagens pelas quais o PEEK se mostra promissor.

2 METODOLOGIA

Os dados apresentados nesta revisão foram obtidos a partir de artigos científicos presentes na plataforma Pubmed, tendo como palavras-chave: prótese parcial removível, prótese parcial removível e materiais aplicados, prótese parcial removível e cobalto-cromo, prótese parcial removível e resinas, prótese parcial removível e materiais flexíveis. prótese parcial removível e polímeros, prótese parcial removível e polieteretercetona, prótese parcial removível e satisfação dos pacientes.

Foram elencados 87 artigos a partir do título e do resumo, os quais apresentavam informações relevantes para a composição deste trabalho. Em seguida, as duplicações foram excluídas e os artigos lidos em sua íntegra. Dos artigos presentes na amostra inicial, 42 foram escolhidos e utilizados para o desenvolvimento desta revisão, no intervalo de 1995 até a presente data.

3 DESENVOLVIMENTO

3.1 MATERIAIS UTILIZADOS NA CONFECÇÃO DAS PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS

A oferta de materiais odontológicos está em contínuo crescimento, com foco em alcançar avanços significativos (Gray et al., 2021). Nesse contexto, há diversas possibilidades de materiais que podem ser utilizados na fabricação das PPRs e, com a incorporação da tecnologia, aqueles que possibilitam a produção de estruturas livres de metal (Bohnenkamp DM, 2014; Takaichi et al., 2022). Todavia, para que um novo material seja desenvolvido e implementado com sucesso no cenário das próteses dentárias, a princípio, é preciso que ele corresponda às propriedades mecânicas desejadas, além da capacidade de adesão a outros materiais (LÜmkemann et al., 2020).

Assim, para que os materiais utilizados para a confecção das bases das próteses sejam dados como ideais, devem apresentar requisitos biológicos, químicos, mecânicos, térmicos, estéticos, além de requisitos adicionais, sendo eles:

Tabela 1 - Requisitos ideais para escolha dos materiais para confecção de base de próteses

Categoria	Requisitos
Biológicos	<ul style="list-style-type: none"> - atóxico; - não cancerígeno; - não irritante.
Químicos	<ul style="list-style-type: none"> - boa adesão aos dentes artificiais e aos revestimentos; - insolúvel aos fluidos orais e ingeridos; - não absorver fluidos orais ou ingeridos.
Mecânicos	<ul style="list-style-type: none"> - alto módulo de elasticidade; - alta resiliência; - estabilidade dimensional; - resistência à abrasão; - resistência mecânica.
Térmicos	<ul style="list-style-type: none"> - boa condutividade térmica; - coeficiente de expansão térmica compatível com os dentes artificiais.
Estéticos	<ul style="list-style-type: none"> - capacidade de coloração e pigmentação; - translucidez semelhante aos tecidos.
Requisitos adicionais	<ul style="list-style-type: none"> - custo adequado; - durabilidade; - fácil de manipulação, reparo e limpeza; - radiopacidade.

Fonte: Campbell et al., 2017.

Atualmente, o padrão ouro para confecção das estruturas das PPRs são os metais, em especial as ligas de cobalto-cromo e de titânio (Gray et al., 2021), devido às suas propriedades mecânicas e físicas positivas. Contudo, a demanda de próteses livres de metais por parte dos pacientes, impulsionou a busca por materiais alternativos, como as resinas termoplásticas: poliamida, poliéster, policarbonato, resinas acrílicas e polipropilenos, as quais ainda carecem de avanços quanto à rigidez, ao suporte e à ausência de apoios e outros componentes importantes na estrutura da prótese confeccionada com base nesses materiais (Kim JJ, 2019). No contexto da odontologia digital, discos de polimetilmetacrilato (PMMA) também estão disponíveis comercialmente e são utilizados para confecção das bases para PPRs projetadas por sistemas digitais, assim como resinas a base de PMMA, resina composta, zircônia e polietereetercetona (PEEK) podem ser utilizados também para a fabricação de dentes artificiais utilizando também os aparatos digitais (Takaichi et al., 2022).

Assim, essas alternativas já podem ser recomendadas em tratamentos temporários ou a pacientes que não toleram ligas, porém, ainda necessitam de estudos que comprovem a sua eficácia clínica e justifiquem o seu uso (Kim JJ, 2019).

3.1.1 ESTRUTURAS DE METAL

Sabe-se que as ligas metálicas de cobalto-cromo e de titânio são as principais escolhas para confecção das estruturas das PPRs (Campbell et al., 2017; Liu et al., 2022), sendo o cobalto-cromo o padrão-ouro para estruturas convencionais, devido às suas propriedades mecânicas favoráveis e estabilidade biológica (Alageel et al., 2018; Nishiyama et al., 2020). Entretanto, as estruturas metálicas apresentam uma principal desvantagem: a estética, relacionada à exibição do metal (Campbell et al., 2017; Gray et al., 2021), além da possibilidade de galvanismo oral, possibilidade de reabsorção óssea nos dentes pilares e desenvolvimento de biofilme sobre a sua estrutura (Campbell et al., 2017). Além do mais, as estruturas de PPRs confeccionadas de ligas metálicas são fabricadas usando-se a técnica de fundição por cera perdida, processo manual, complexo, trabalhoso, demorado, de alto custo (Gray et al., 2021; Salim et al., 2022), cuja qualidade é diretamente dependente da habilidade do técnico em prótese dentária, podendo ser obtidas estruturas de baixa precisão e mal adaptadas (Gentz et al., 2022).

Diante desses empecilhos, outras técnicas vêm sendo desenvolvidas e podem ser/são utilizadas para confeccionar estruturas metálicas de PPRs, existindo a possibilidade de serem projetadas e impressas digitalmente, obtendo-se precisão semelhante ao método convencional de fundição (Gentz et al., 2022).

Ainda, além do método convencional, as ligas de cobalto-cromo podem ser fundidas por outros métodos, como chama de propano ou acetileno com oxigênio, por resistência elétrica ou por alta frequência de indução (Vallittu, Mietinnen, 1996). Assim, a eletricidade é empregada na fundição de ligas metálicas, por meio da resistência elétrica e, também, pela máquina de fusão por indução que gera correntes elétricas dentro do núcleo metálico por meio de indução eletromagnética (Shanti et al., 2024). Dessa forma, o sistema de resistência elétrica permite um controle rigoroso da temperatura de fusão (Vallittu, Mietinnen, 1996), permitindo maior confiabilidade na confecção das próteses dentárias, bem como precisão, eficiência da fusão e menores erros relacionados à habilidade dos técnicos (Shanthi et al., 2024).

3.1.1.1 LIGAS DE TITÂNIO

As ligas de titânio são utilizadas para confecção de estruturas de PPRs como uma opção para pacientes que possuem alergia aos metais convencionais, além de apresentarem biocompatibilidade, resistência à corrosão e boas propriedades mecânicas (Könönen et al., 1995; Ohkubo et al., 2008), de forma que esse metal se destaque dos outros por ser leve, permitir melhor precisão de ajuste e ser mais flexível. Em um cenário desejado, a fabricação das estruturas das PPRs de titânio utilizando o sistema digital CAD/CAM as tornaria mais eficazes.

Entretanto, o titânio fundido apresenta desvantagens como maior acúmulo de placa bacteriana, possibilidade de descoloração superficial, maior tempo de queima, fusibilidade e usinabilidade inferiores, camada de reação na superfície, difícil polimento, possibilidade de cisão entre a resina da base da prótese e a estrutura, altos custos iniciais, além de conter maior porosidade em sua estrutura quando comparado às ligas convencionais, o que pode levar à deformação permanente ou reduzir a força de retenção (Ohkubo et al., 2008).

Como alternativa futura de material utilizado para fabricação de estruturas por meio dos sistemas digitais, o titânio pode se mostrar relevante, visto que possui quatro graus, com propriedades mecânicas que variam de flexível a rígida, permitindo que cada componente da prótese seja confeccionado por um grau diferente conforme a necessidade (Ohkubo et al., 2008).

3.1.1.2 LIGAS DE COBALTO-CROMO

As ligas de cobalto-cromo demonstram ser muito vantajosas devido às suas propriedades de resistência ao desgaste e à corrosão, alto módulo de elasticidade, bem como baixa densidade e custo (Manzon et al., 2019). Ademais, quando comparadas às estruturas de resina acrílica, por exemplo, as estruturas metálicas se sobressaem por serem menos volumosas, possuírem alta

rigidez, condução de altas e baixas temperaturas mais próxima dos tecidos bucais e estabilidade (Campbell et al., 2017).

Por outro lado, há relatos na literatura de reações de hipersensibilidade a esse tipo de liga, além da possibilidade de causar gengivite e estomatite (Könönen et al., 1995). Apesar das ligas de cobalto-cromo serem utilizadas em larga escala, elas não possuem todas as propriedades físicas ideais, visto que apresentam distorção e desadaptação dos grampos ao longo do tempo de uso (Campbell et al., 2017; Gray et al., 2021), possivelmente originada pelo desgaste causado na camada superficial do esmalte dos dentes pilares (Tribst et al., 2020; Gentz et al., 2022); bem como a fratura dos apoios oclusais (Zheng et al., 2023), comprometendo a longevidade desses dispositivos. Dessa forma, o principal motivo de substituição das PPRs de cobalto-cromo é a falha dos grampos, decorrente do estresse excessivo e repetido nessas estruturas durante os movimentos de inserção e retirada das próteses de sua posição na boca (Alageel et al., 2018).

Além disso, a resistência à fadiga também é um fator crucial para a durabilidade clínica dos grampos das PPRs, visto que a sua falha influencia negativamente a retenção do dispositivo, tal qual a deformação permanente deste componente. Para isso, recentemente, inovações na fabricação dos grampos das PPRs foram incorporadas, utilizando-se cobalto-cromo sinterizado a laser e polímeros de alto desempenho como o PEEK, contudo, as conclusões acerca dessas alternativas não estão totalmente elucidadas, apresentando-se divergentes na literatura (Zheng et al., 2023). Portanto, a descoberta de materiais que permitam a fabricação de grampos com maior flexibilidade, maior retenção e menor estresse nos dentes pilares é o ideal para o avanço das PPRs (Tribst et al., 2020).

Tendo em vista que o processo de fabricação pode modificar a microestrutura do cobalto-cromo, interferindo nas suas propriedades mecânicas, a fundição pela técnica da cera perdida, meio de produção mais utilizado na confecção de estruturas metálicas, não permite este controle das propriedades mecânicas dessas ligas (Lee et al., 2022). Para isso, a fusão seletiva a laser tem sido estudada como uma alternativa para a produção das estruturas de cobalto-cromo (Lee et al., 2022; Salim et al., 2022). Esta técnica consiste em um método de fabricação aditivo, no qual um feixe de laser de alta energia incide sobre uma camada de pó de liga de cobalto-cromo, consolidando-o por fusão (Lee et al., 2022; Zheng et al., 2022). Essa técnica associada ao software CAD proporciona estruturas de PPRs complexas (Lee et al., 2022; Salim et al., 2022) de maneira semiautomática (Lee et al., 2022), mais precisas (Soltanzadeh et al., 2019), com tempo de processamento menor, redução dos erros de manuseio e do trabalho dos técnicos, aumentando a previsibilidade do resultado (Salim et al., 2022).

Porém, é possível que a fusão seletiva a laser também seja capaz de afetar as propriedades mecânicas e as tensões residuais das estruturas de cobalto-cromo, em decorrência das altas taxas de resfriamento ligados a ela (Lee et al., 2022; Salim et al., 2022), o que pode levar à concentração de forças de distorção (Oh et al., 2022). Assim, investigações acerca das mudanças na microestrutura, bem como nas propriedades mecânicas das estruturas de PPRs a base de cobalto-cromo, confeccionadas pela fusão seletiva a laser ainda precisam ser realizadas para a adoção deste método e avanço na utilização desse material nas estruturas (Lee et al., 2022), mesmo com a presença de estudos indicando esta técnica como alternativa (Salim et al., 2022) de aplicação clínica aceitável (Oh et al., 2022).

3.1.2 ESTRUTURAS POLIMÉRICAS

Tendo em vista as desvantagens das estruturas confeccionadas a partir do metal, tem-se buscado materiais alternativos que compreendam o maior número de benefícios, como a poliamida, a resina de acetal e os mais recentes polímeros de alto desempenho, tais quais o polímero aril-cetona e o grupo polimérico poliariletercetona (PAEK), o qual envolve o polieteretercetona (PEEK) e o polietercetona (PEKK) (Gray et al., 2021).

Em um cenário desejado, os polímeros ideais deveriam possuir capacidade mecânica para atender às funções de reciprocidade e resistência às forças de impacto e ao desgaste excessivo, permitir a incorporação de apoios oclusais e dispositivos de retenção direta, fornecer estética compatível com os dentes e tecidos da mucosa, bem como estabilidade química e térmica a longo prazo, biocompatibilidade, capacidade de deformação elástica seguida da recuperação após aplicação de tensão (Campbell et al., 2017).

Dentre todos os requisitos almejados, esses materiais somam alguns a seu favor, sendo mais estéticos, econômicos, fáceis de reproduzir, fáceis de ajustar, de fácil reparo, compatíveis com os softwares digitais em ascensão, leves, de baixa sorção e baixa solubilidade em água, além de não proporcionarem gosto metálico (Campbell et al., 2017). Ademais, estudos mostraram que os grampos confeccionados com materiais flexíveis, apesar de menor força de retenção, geram menos carga aos dentes pilares, logo, um menor potencial de danos a eles (Tribst et al., 2020). Do contrário, não correspondem a outros requisitos, sendo mais frágeis, com menor resistência mecânica quando comparados aos metais, possuem baixa condutividade térmica, alto coeficiente de expansão térmica, módulo de elasticidade relativamente baixo e deterioração mais rápida (Campbell et al., 2017).

Um outro fator importante, descrito na literatura, consiste na impossibilidade das estruturas confeccionadas a partir dos polímeros convencionais possuírem alguns componentes

importantes das PPRs, como os apoios e os elementos de retenção indireta e direta, o que limita o seu uso até o momento, em todas as situações clínicas. Dessa forma, diversos estudos têm sido realizados visando o desenvolvimento dos novos polímeros, através da modificação daqueles já existentes (Campbell et al., 2017).

Há estudos mais recentes que afirmam que estruturas confeccionadas a partir dos polímeros de alto desempenho, integrantes do grupo PEAK (Gentz et al., 2022), como o polímero PEEK modificado, por exemplo, associadas a uma base de prótese de resina acrílica convencional (Campbell et al., 2017), já admitem a incorporação desses elementos, anteriormente ausentes nas estruturas confeccionadas a partir dos polímeros convencionais, como os apoios e elementos de retenção direta e indireta (Gentz et al., 2022), embora a literatura ainda careça de estudos clínicos testando sua eficácia (Campbell et al., 2017).

Apesar de serem materiais promissores, atualmente, as próteses flexíveis não metálicas com grampos têm sua indicação limitada aos casos de alergia a metais, não sendo escolhidas para próteses definitivas em todos os casos, assim como as próteses rígidas não metálicas são indicadas para os pacientes que não toleram grampos metálicos (Tribst et al., 2020).

Isso se deve ao fato de que as próteses confeccionadas a partir desses materiais também apresentam desvantagens importantes, podendo ocorrer fratura dos grampos assim como as estruturas metálicas, descoloração e degradação da resina, bem como dificuldade de polimento. Dessa forma, optar por utilizar polímeros de alto desempenho exige planejamento, atendendo da mesma maneira aos princípios de design da prótese confeccionada a partir do CAD/CAM e seguindo as etapas de análise dos modelos, articulação dos mesmos ainda que digitalmente, determinação da trajetória de inserção adequada, com a finalidade de manter a saúde dos tecidos periodontais (Gray et al., 2021).

Ainda se tratando dos grampos das estruturas metálicas, um estudo avaliou a força de retenção de grampos confeccionados a partir do cobalto-cromo, PEEK e PEKK, comparando-os. Os resultados evidenciaram que os grampos metálicos apresentaram maior força de retenção quando comparados aos polímeros de alto desempenho testados, o que contribui para que a liga de cobalto-cromo ainda seja o material padrão para confecção desses componentes estruturais. Entretanto, a fabricação de grampos mais curtos e de seção transversal mais espessa, a partir desses polímeros, parece aumentar a sua força de retenção e, somada à chance de utilizar os contornos naturais dos dentes sem preparos invasivos, torna esses materiais atrativos (Gentz et al., 2022).

Diante do advento e do maior contato com a tecnologia das próteses desenhadas e fabricadas digitalmente, há uma demanda por materiais inovadores que possam ser utilizados

na aplicação dessas técnicas e garantam benefícios à longo prazo (Campbell et al., 2017; Takaichi et al., 2022). Assim, o avanço em materiais como os polímeros, tem capacidade de proporcionar melhores resultados aos pacientes reabilitados com PPRs (Campbell et al., 2017).

3.1.2.1 POLIMETILMETACRILATO

O polimetilmetacrilato (PMMA) é um polímero de microestrutura amorfa, ou seja, as suas moléculas apresentam formas irregulares, assumindo uma configuração mais desorganizada, resultando em um material rígido e quebradiço (Gray et al., 2021) de propriedades mecânicas fracas (Akinyamoju et al., 2019), levando ao risco à fratura, sendo necessário considerável largura e espessura para reduzir a sua fragilidade (Manzon et al., 2019).

Esse material, utilizado na confecção de estruturas de PPRs por meio dos sistemas digitais, quando aplicado no CAD/CAM possui melhores propriedades mecânicas, físicas, produção de menos monômeros residuais, uma superfície mais lisa, capacidade antibacteriana e possibilidade coloração, se comparados às bases de PMMA curadas termicamente. Assim, é possível sugerir que este material, se associado ao método de fabricação digital, pode apresentar propriedades adequadas para um material utilizado na estrutura da prótese, embora ainda careça de informações acerca das propriedades mecânicas desse componente obtido por meio da impressão 3D (Takaichi et al., 2022).

Segundo estudos, as próteses fabricadas a partir de PMMA apresentam propriedades mecânicas satisfatórias, porém, contam com baixa resistência ao impacto e à fadiga, podendo ocasionar fraturas desses dispositivos durante a mastigação intensa ou até mesmo a queda. Ligado a isso, está a capacidade de absorção de água na estrutura desse material alterando as suas propriedades mecânicas, compensadas pelos grampos metálicos. Além disso, tanto as próteses fabricadas em PMMA quanto em poliamida, são ofertadas sem os apoios, sendo compostas apenas por grampos, levando a prótese a ser pressionada em direção ao tecido durante a mastigação, provocando danos nesta região. Por fim, foi encontrado um relato na literatura de aumento de defeitos na fala relacionado a esse material, contribuindo para as desvantagens do mesmo (Manzon et al., 2019).

3.1.2.2 POLIAMIDA

Os polímeros do tipo poliamida foram as primeiras alternativas às resinas acrílicas convencionais a serem desenvolvidas, sendo comercializadas como Valplast, Flexiplast (Gray et al., 2021). A aposta nesse material se baseou na confecção de uma base estética, decorrente

da ausência de grampos metálicos, e flexível (Manzon et al., 2019), oposta ao polimetilmetacrilato, frágil e rígido (Gray et al., 2021). Além disso, trata-se de uma opção com menor reação alérgica, baixo módulo de elasticidade e resistência à fratura (Manzon et al., 2019).

As poliamidas, em sua microestrutura são materiais semicristalinos, isto é, possuem suas moléculas bem ordenadas, o que proporciona alta flexibilidade a eles, permitindo a sua adaptação às regiões mais inferiores nos tecidos moles e duros, com mínimo ou nenhum preparo dentário, características não encontradas no acrílico convencional (Gray et al., 2021).

Entretanto, estudos demonstraram que grampos confeccionados por materiais com baixo módulo de elasticidade apresentam baixa capacidade de retenção, a qual já diminui ao longo do tempo, podendo ocorrer deformações e proporcionar maior transmissão de carga para a mucosa onde a estrutura se apoia, bem como mobilidade do aparelho protético pouco estabilizado, que resulta em menor eficiência mastigatória (Macura et al., 2016). Além disso, possuem a outra desvantagem de maior rugosidade superficial, o que proporciona maior acúmulo de biofilme e interfere no polimento e conservação da cor (Aly et al., 2018; Gray et al., 2021); bem como resistência à flexão e rigidez relativamente baixas; ausência de apoios oclusais, podendo promover instabilidade oclusal; necessidade de base mais espessa, não permitindo alívio gengival adequado, potencial causa de reabsorção alveolar; dificuldade de reparos, sendo preciso confeccionar nova prótese caso seja necessário reembasamento (Gray et al., 2021); sofre sorção de água, o que influencia em sua capacidade de retenção; além de não promover adesão adequada à resina dos dentes artificiais. Estudos mostraram, ainda, que as próteses confeccionadas a partir da poliamida proporcionam maior dificuldade de higienização desses dispositivos, além da rugosidade ser perceptível pela língua. Ainda, houve relatos de pacientes alegando desconforto durante as atividades mastigatórias, especialmente, em casos Classe I de Kennedy (Manzon et al., 2019).

Assim, no olhar do paciente, esse material aplicado às próteses confere conforto e retenção, além de eliminar a demanda dos grampos metálicos, porém devemos nos atentar aos seus diversos aspectos negativos que interferem na sua escolha e aplicação (Gray et al., 2021).

3.1.2.3 RESINA DE ACETAL

A resina de acetal é obtida a partir da polimerização do formaldeído e foi incorporada na odontologia na fabricação de pinos, núcleos fundidos, braquetes, bem como um material utilizado na fabricação de grampos estéticos de PPRs, se tratando um polímero quimicamente estável, biocompatível (Aly et al., 2018) resiliente (Arda et al., 2005) de microestrutura

cristalina, detentor de alto módulo de elasticidade, alta resistência, bem como alta resistência ao calor, aos solventes orgânicos, óleo e água, livres de monômeros, apresentando mínima porosidade (Gray et al., 2022). Além disso, os grampos confeccionados a partir da resina de acetal são esteticamente favoráveis, suficientemente retentivos, ainda que em menor escala que os grampos metálicos (Macura et al., 2016; Gray et al., 2022), de flexibilidade superior, resistentes à fadiga (Aly et al., 2018), ao desgaste e à fratura, exercendo menos tensões nos dentes pilares (Gray et al., 2022).

Embora os grampos confeccionados a partir da resina de acetal sejam mais indicados para pacientes com arcos classificados como Classe III de Kennedy, quando os pilares envolvem molares, é necessária maior espessura do braço de retenção do grampo, de forma que uma maior retenção é observada nos casos em que os grampos são assentados nos pré-molares. Além disso, um estudo demonstrou uma perda de resistência nos grampos de resina de acetal após movimentos de inserção e remoção, porém, não foi observada deformação nessas estruturas após simulação de 36 meses de uso (Aly et al., 2018). Contudo, outros estudos demonstraram que os grampos de resina de acetal podem não ser suficientes em alguns casos, devido a sua baixa retenção, resistência contra o movimento de remoção, e esse fator deve ser considerado na aplicação clínica desse material (Arda et al., 2005).

Em contrapartida, a vantagem da flexibilidade dos grampos fabricados com base nesse polímero, se limita ao curto comprimento e ampla área de secção transversal, além do considerável volume desses grampos promoverem maior acúmulo de microrganismos nessas regiões (Arda et al., 2005; Gray et al., 2021).

3.1.2.4 ARIL-CETONA

Os polímeros de aril-cetona, são os materiais mais recentemente desenvolvidos especificamente para utilização em PPRs e prometem ser promissores, visto que promovem o equilíbrio entre a flexibilidade e a rigidez (LÜmkemann et al., 2020), possuem resistência às temperaturas elevadas, biocompatibilidade, estabilidade química, rigidez, propriedades mecânicas e físicas semelhantes às do osso e dentina, viabilizando PPRs mais confortáveis e estáveis (Campbell et al., 2017; Kim JJ, 2019; Gray et al., 2021), resistência à sorção e solubilidade semelhante às ligas de cobalto-cromo, bem como resistência ao impacto (Martin et al., 2021). As estruturas confeccionadas com esse material são mais leves, precisas, levam menos tempo para fabricação (Kim JJ, 2019), haja vista a utilização da tecnologia CAD/CAM e fresagem nesse processo, além da possibilidade de serem esterilizadas (Gray et al., 2021) e caracterizadas, se adequando à cor do dente pilar e proporcionando, assim, melhor estética,

apesar da necessidade de grampos mais volumosos e espessos, na busca por proporcionar a rigidez necessária (Kim JJ, 2019).

Estudos demonstraram que o polímero aril-cetona apresenta um equilíbrio importante entre elasticidade e ductilidade, garantindo que a estrutura sofra deformação elástica através da aplicação e remoção das tensões e se recupere, resistindo à deformação permanente (LÜmkemann et al., 2020). Ainda, outras evidências revelaram que grampos confeccionados a partir da aril-cetona se mostraram mais resistentes à fadiga que aqueles de cobalto-cromo, assim como menor desenvolvimento de biofilme sobre a estrutura protética, demonstrando boa aplicabilidade clínica (Martin et al., 2021).

3.1.2.5 POLIETERCETONACETONA

O polímero polietercetonacetona (PEKK) foi incorporado há pouco tempo ao grupo dos polímeros PEAK, com o objetivo de ser utilizado na odontologia. Nesse cenário, o PEKK é utilizado tanto em sua microestrutura cristalina, quanto amorfa. A forma cristalina está relacionada à fabricação de coroas, em virtude das suas propriedades mecânicas, rigidez e resistência química; já a forma amorfa é aplicada na produção de próteses removíveis, graças a sua maior flexibilidade e facilidade de processamento (Gray et al., 2021).

O PEKK possui maior resistência à compressão e à fadiga a longo prazo, quando comparado ao PEEK não reforçado, além de apresentar um módulo de elasticidade semelhante aos tecidos naturais, como a dentina e o osso. Embora seja menos resistente à flexão, quando comparado ao cobalto-cromo, são capazes de produzir menos tensão no limite entre a estrutura e os tecidos naturais, bem como melhor distribuição geral de estresse e absorção de choque (Gray et al., 2021).

3.1.2.6 POLIETERTERCETONA

O uso do polímero polieteretercetona (PEEK) na odontologia é recente e compreende os implantes dentários e seus pilares, coroas fixas, pontes fixas e próteses removíveis, contudo a sua aplicação na área médica já existe há mais tempo, em uma curva crescente de uso (Gray et al., 2021). O PEEK é um polímero termoplástico, semicristalino, de alto desempenho (Liu et al., 2022), altamente biocompatível e não alergênico, cujas propriedades mecânicas são favoráveis, assim como a resistência a altas temperaturas, permitindo ser esterilizado sem comprometimento das suas propriedades, baixa condutividade térmica, estabilidade química (Peng et al., 2020; Gray et al., 2021) e preservação da cor. Em contrapartida,, necessita de

adição de componentes em sua composição para se fazer ideal, assim, ele possui capacidade de modificação das suas propriedades a depender da incorporação de outros materiais à sua estrutura (Gray et al., 2021).

Ainda, o PEEK possui a vantagem de ser processado digitalmente, por meio do sistema CAD/CAM, de maneira que seja facilmente reproduzível e reembasado, caso necessário (Peng et al., 2020).

3.1.3 O USO DE POLIETERTERCETONA NAS PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS

O avanço dos estudos acerca dos materiais promoveu a inserção do polímero de alto desempenho polieteretercetona (PEEK) no âmbito da odontologia restauradora, como uma alternativa aos componentes metálicos presentes nas próteses, em decorrência das suas características mecânicas e físicas favoráveis (Peng et al., 2020).

Nesse contexto, os materiais de escolha para a fabricação das PPRs devem possuir flexibilidade para compor os grampos e rigidez para compor os outros componentes da estrutura (Peng et al., 2020). Dentre as vantagens do emprego do polímero PEEK na fabricação das PPRs, estão: melhor flexibilidade e resistência adequada à flexão; presença de baixo módulo de elasticidade, semelhante ao do osso, esmalte e dentina humanos (Carneiro et al., 2021; Gray et al., 2021; Lee et al., 2024), o que diminui o risco de fratura e deformação da estrutura, através da distribuição uniforme das tensões aos tecidos envolvidos (Liu et al., 2022; Lee et al., 2024); retenção satisfatória, propiciando melhor ajuste, em comparação às próteses de materiais fundidos pelo método convencional (Carneiro et al., 2021); sem contar que o PEEK possibilita a confecção de grampos mais estéticos e apoios oclusais com melhor estabilidade (Chen et al., 2019). Assim, há diversos relatos de que as próteses confeccionadas a partir do PEEK causam um grande impacto positivo na saúde bucal dos pacientes, bem como na qualidade de vida deles (Gray et al., 2021; Lee et al., 2024), tal qual as próteses de cobalto-cromo à curto prazo, afirmam alguns estudos (Gray et al., 2021).

Uma outra grande vantagem desse polímero está associada às suas propriedades elásticas, as quais viabilizam a confecção de grampos mais flexíveis que os de cobalto-cromo, porém, apresentam menor força de retenção, havendo necessidade de secções transversais mais espessas e posicionamento dos grampos em áreas de retenção mais profundas, a fim atingir a retenção adequada para uso clínico (Peng et al., 2020; Liu et al., 2022; Zheng et al., 2022). Porém, a força de retenção visivelmente maior dos grampos metálicos pode também retratar um risco de carga excessiva nos dentes pilares, de forma que as forças de retenção menores,

tais quais as relacionadas ao PEEK, corroborem para uma melhor distribuição dessas cargas, reduzindo a sobrecarga nos dentes pilares (Lee et al., 2024). Ainda, apesar da menor força de retenção, os grampos possuem maior resistência à fadiga em relação aos confeccionados a partir do cobalto-cromo fundido e sinterizado a laser, segundo um estudo comparativo entre esses materiais e técnicas (Zheng et al., 2022).

Outro estudo avaliou a união entre a superfície de grampos, conectores confeccionados a partir do PEEK e a base de resina da PPR, evidenciando que essa ligação se deu após o tratamento prévio da superfície de PEEK com abrasão por partículas aerotransportadas, supondo que o menor módulo de elasticidade do polímero e da resina acrílica da base podem minimizar os problemas na interface desses materiais, em comparação a metal (Pordeus et al., 2022).

Ademais, o PEEK tem potencial de ser uma alternativa para pacientes alérgicos ou que desejam uma PPR sem metal em sua estrutura, assim, seu uso é indicado a pacientes que não podem utilizar materiais metálicos nas próteses, bem como àqueles classificados como Classe III de Kennedy, que apresentem dentes periodontalmente saudáveis (Takaichi et al., 2022). Ainda, o PEEK pode ser positivo para além da estética, na melhoria da saúde periodontal, principalmente, se atrelado ao bom controle de biofilme bacteriano e manutenção regular da prótese (Peng et al., 2020; Liu et al., 2022).

Uma pesquisa avaliou a distribuição de tensões e o deslocamento dos tecidos em decorrência das forças mastigatórias aplicadas sobre estruturas fabricadas a partir de PEEK, em comparação às ligas metálicas de cobalto-cromo e titânio. Os resultados indicaram que as estruturas de PEEK foram capazes de transferir menos tensão aos ligamentos periodontais (Guo et al., 2022; Liu et al., 2022), protegendo o dente pilar, o que pode demonstrar que esse material pode ser também uma alternativa eficaz para pilares comprometidos periodontalmente. Já na região do rebordo residual edêntulo, a tensão gerada pelas estruturas de PEEK se mostrou maior, em comparação com as ligas, podendo causar dor e até reabsorção óssea, indicando a necessidade de atenção ao projetar estruturas em PEEK para extremidades livres (Chen et al., 2019; Liu et al., 2022). Porém, a capacidade de influenciar na reabsorção dessa região é incerta, segundo um estudo que avaliou alterações nas cristas alveolares decorrentes do uso de próteses em PEEK, não encontrando diferenças significativas desses casos para os casos controle, pacientes não reabilitados, sugerindo que não leva a maior reabsorção do rebordo a curto prazo (Lo et al., 2022).

A rugosidade superficial de um material também possui grande influência no sucesso do seu uso, interferindo na adesão microbiana à estrutura e, conseqüentemente, na

biocompatibilidade, no seu desgaste e na estética. Alguns estudos revelaram rugosidade ligeiramente maior nas estruturas de PEEK, quando comparadas àquelas confeccionadas a partir de outros materiais projetados por CAD/CAM, podendo esse dado estar associado à adição de partículas de cerâmica ao polímero, não sendo observada essa mesma característica quando puro. Contudo, essa rugosidade pode ser diminuída a valores aceitáveis com a técnica de polimento de consultório adequada, a qual ainda carece de determinações (Liu et al., 2022).

Com relação à cor, o PEEK puro apresenta coloração marrom ou acinzentada, o que não é o ideal quando se busca estética favorável. Todavia, dióxido de titânio e as partículas de cerâmica foram/são utilizadas com a finalidade de alcançar tons que se assemelham ao esmalte dentário. Apesar disso, não foram conquistados resultados ideais, sendo possível revestir a estrutura de PEEK com resina composta a fim de se aproximar da cor do esmalte (Liu et al., 2022). Além do mais, a adição de óxido férrico confere cor rosa clara ao PEEK, mimetizando a coloração dos tecidos gengivais (Liu et al., 2022; Guo et al., 2022). Nesse cenário ainda, a descoloração da estrutura após o uso prolongado se mostra um empecilho importante, a qual pode advir de fatores intrínsecos e extrínsecos. Dessa forma, quando avaliados os fatores intrínsecos, estudos evidenciaram poucas alterações de cor e textura em grampos de PEEK após 2 anos, enquanto os fatores extrínsecos estão ligados à rugosidade da superfície e ao processamento do material. Embora o PEEK possua melhor estabilidade de cor em relação aos materiais resinosos de próteses dentárias e ao PMMA, são necessárias investigações acerca desses processos relacionados à alteração de cor desse material (Liu et al., 2022).

Atualmente, há dois mecanismos de processamento do PEEK no âmbito das PPRs, isto é, a prótese pode ser fresada a partir de blocos CAD-CAM, utilizando-se as técnicas aditiva ou subtrativa ou, então, pode ser prensada termicamente a vácuo. Dessa maneira, a impressão 3D pela técnica aditiva, resulta em dispositivos mais precisos, embora ainda sejam necessárias mais informações que envolvam as aplicações da impressão 3D na fabricação das PPRs em PEEK (Liu et al., 2022). Nesse processo, estruturas construídas a partir de PEEK podem ser feitas como peça única, incluindo os conectores maiores, menores e os elementos de retenção, pelo método da fresagem, proporcionando melhor ajuste quando comparada à estrutura confeccionada pelo método de fundição convencional (Takaichi et al., 2022). Assim, um melhor ajuste da estrutura protética aos dentes está diretamente ligado a melhores suporte, retenção e estabilidade, necessários para evitar os efeitos negativos causados pelas forças mastigatórias que incidem na prótese. Por isso, a escolha por grampos fresados atende a esses princípios de melhor ajuste, quando comparado aos grampos confeccionados a partir das ligas metálicas pela técnica de fundição (Liu et al., 2022).

Portanto, são necessários estudos que justifiquem, por meio de evidências científicas, o uso do PEEK a longo prazo como uma alternativa confiável de tratamento (Takaichi et al., 2022), além de uma avaliação das suas propriedades mecânicas, propriedades abrasivas dos dentes artificiais confeccionados em PEEK, melhoria da cor e ajuste (Carneiro et al., 2021). É preciso, ainda, avaliar a influência do design do grampo e os diversos caminhos de inserção da prótese na deformação permanente dos grampos confeccionados em PEEK, com o objetivo de determinar o melhor design e a eficácia clínica desses retentores (Peng et al., 2020). Estudos também precisam ser feitos para determinar o melhor método de fabricação das PPRs utilizando o PEEK, a fim de potencializar ainda mais as vantagens desse material (Liu et al., 2022).

3.2 SISTEMAS DIGITAIS PARA FABRICAÇÃO DAS ESTRUTURAS DAS PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS

Nos últimos anos, notou-se a popularização da odontologia digital, pautada no auxílio do computador para a elaboração do design e fabricação das estruturas protéticas (Nishiyama et al., 2020; Takaichi et al., 2022), de forma que a obtenção de PPRs por meio do software CAD/CAM foi incluída em diversas pesquisas (Nishiyama et al., 2020), desde 2004 (Takaichi et al., 2022). Os softwares CAD disponíveis atualmente já permitem distinguir as superfícies superiores e inferiores no modelo virtual (Mai et al., 2022), além de proporcionarem uma variedade de possíveis técnicas digitais para moldagem, registros intermaxilares, arranjo e fabricação dos dentes artificiais e das bases das próteses (Nishiyama et al., 2020), bem como a disposição dos componentes presentes na estrutura, permitindo uma caracterização mais detalhada da mesma que as técnicas convencionais. A tecnologia reduz o tempo de laboratório (Mai et al., 2022), assim como os erros humanos que ocorrem nas etapas laboratoriais, porém, não descarta completamente a necessidade das habilidades manuais em determinadas fases (Takaichi et al., 2022). Assim sendo, o fluxo de trabalho digital ainda não foi capaz de substituir completamente o fluxo de trabalho analógico (Nishiyama et al., 2020).

Um outro ponto a ser considerado é que o fluxo de trabalho digital para produção de PPRs convencionais em etapa única ainda não foi alcançado, visto que essas próteses são compostas de dois materiais diferentes, metal para a estrutura e resina acrílica para a base e os dentes, assim, a fabricação simultânea de ambos os componentes é restrita pela tecnologia atual (Oh et al., 2021).

Como se sabe, as estruturas metálicas ainda são a opção de escolha mais prevalente para a reabilitação com PPR e, o processo convencional inclui a técnica da cera perdida e a fundição do metal, o que proporciona variações na precisão de ajuste das próteses. Entretanto, o que se

tem buscado é a incorporação dos métodos computadorizados na fabricação dessas estruturas de metal (Mai et al., 2022). Estudos demonstraram que o processo convencional de produção da estrutura metálica associado com a tecnologia aperfeiçoam o projeto das estruturas metálicas, reduzem a deformação da estrutura e a contração da peça fundida (Mai et al., 2022). Ainda, o auxílio dos sistemas digitais para disposição dos dentes artificiais e desenho das regiões da base da prótese levou a uma relação interoclusal mais favorável, de forma que o ajuste oclusal seja realizado virtualmente no software CAD e os dentes artificiais possam ser confeccionados utilizando diversos materiais (Oh et al., 2021).

Já nas etapas iniciais de confecção das próteses, envolvendo a moldagem das arcadas, é possível ter a tecnologia como um auxílio. Recentemente, a inserção de scanners digitais no contexto odontológico, demonstraram resultados superiores às técnicas de moldagem convencionais (Tregerman et al., 2019; Ahmed et al., 2021; Carneiro et al., 2021), além de serem mais confortáveis, por preservar o paciente da colocação de materiais de moldagem na cavidade oral, gerando reflexo de náusea (Ahmed et al., 2021), não necessitar de período de espera para polimerização/presa do material e promover um ambiente mais limpo (Hamanaka et al., 2018). Porém, deve-se atentar ao fato de que os scanners digitais possuem limitações quando utilizados em arcos inteiros e regiões edêntulas extensas, além do fato de que o resultado do escaneamento intraoral sofre influência do operador, do desempenho do equipamento e da técnica utilizada (Carneiro et al., 2021).

Esses avanços nos estudos acerca da odontologia digital levaram ao desenvolvimento de softwares de fácil utilização (Mai et al., 2022; Takaichi et al., 2022). Assim, fabricação de estruturas de PPRs por meio do CAD tem sido largamente observada em relatórios clínicos e também em estudos que analisaram a precisão do ajuste e as propriedades mecânicas dessas estruturas, de maneira que seja possível, além de projetar a forma das estruturas, utilizar-se do sistema para programar a distribuição ideal de tensão sobre ela (Takaichi et al., 2022).

A tecnologia CAD/CAM para a fabricação das estruturas das PPRs teve início a partir da incorporação da técnica aditiva (Soltanzadeh et al., 2019), introduzida mais recentemente, embora, atualmente, as estruturas das PPRs possam ser projetadas digitalmente pelo método subtrativo também (Carneiro et al., 2021). As técnicas aditivas envolvem a estereolitografia, a projeção digital de luz, a impressão a jato e a fusão seletiva a laser (Carneiro et al., 2021), enquanto a técnica subtrativa envolve a fresagem (Oh et al., 2022).

Por meio do fluxo de trabalho digital, as estruturas das PPRs podem ser fabricadas a partir da impressão 3D em um material de resina calcinável, que será utilizado para o revestimento e fundição da estrutura metálica ou, então, utilizar-se da fabricação aditiva diretamente para a

confeção das estruturas metálicas, camada por camada (Oh et al., 2022). Dessa forma, a incorporação da manufatura aditiva tem se mostrado como uma solução para as desvantagens da fundição convencional (Oh et al., 2022), levando a diversos avanços na impressão 3D de metal, propiciando economia de material, flexibilidade no design e individualização para o paciente, entretanto, o desenvolvimento de habilidades e treinamento dos operadores, além do alto custo são itens limitantes na adesão dessa tecnologia (Mai et al., 2022).

Tendo em vista que a precisão do ajuste das PPRs fabricadas convencionalmente é um dos pontos negativos dessa técnica, a utilização da tecnologia CAD/CAM tem sido alternativa utilizada com o objetivo de solucionar esse impasse e proporcionar próteses mais confortáveis e aceitáveis aos pacientes (Ahmed et al., 2021), visto que vários fatores, como o material de revestimento, a técnica de injeção, o acabamento da estrutura e o tipo de liga escolhida podem interferir no ajuste das estruturas (Negm et al., 2019). Constatou-se que as próteses inteiramente confeccionadas por meio da tecnologia CAD/CAM e impressas em impressoras 3D, apresentam, então, maior precisão de ajuste. Embora o grau de reprodutibilidade fina, como deve ocorrer na região do palato, seja inferior ao método convencional, no caso das PPRs, trata-se de uma condição aceitável (Takaichi et al., 2022). Além disso, o advento da impressão 3D otimizou o tempo utilizado na fabricação das próteses e promoveu ambientes mais limpos de trabalho, não havendo a necessidade de lidar com gesso ou poeira (Ahmed et al., 2021).

Ao passo que a disponibilidade da tecnologia aumenta, as estruturas protéticas livres de metal se tornam mais acessíveis, pois facilmente podem ser impressas ou fresadas (Kim JJ, 2019). Como alternativas futuras, a incorporação da inteligência artificial ao software CAD parece ser promissora, de maneira que a forma da estrutura considere as condições morfológicas do rebordo residual, a condição oclusal dos dentes pilares, os hábitos bucais e as exigências estéticas dos pacientes (Mai et al., 2022).

Em suma, o fluxo de trabalho digital se inicia pela obtenção de um modelo digital dos tecidos moles e duros da cavidade bucal, a partir do exame digital intraoral ou de um modelo produzido no laboratório. O próximo passo é a determinação da trajetória de inserção, então, o design parte da rede de retenção, ao conector maior, seguido pelos apoios e grampos. Com a finalização do projeto, o software exporta a estrutura da PPR como um arquivo de esteriolitografia, o qual será usado ou no método aditivo ou subtrativo e a prótese será confeccionada (Tregerman et al., 2019).

3.3 SATISFAÇÃO DOS PACIENTES COM O USO DAS PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS

O sucesso do tratamento reabilitador está diretamente ligado à satisfação do paciente com a PPR que lhe foi entregue. A aprovação da prótese por ele sofre influência de diversos fatores, como a sua idade, a localização da área edêntula, o número de dentes remanescentes, a oclusão e a sintomatologia dolorosa, bem como o fator estético, que é de grande relevância para que o paciente não deixe de usá-la (Campbell et al., 2017). Além disso, o ajuste inadequado da estrutura pode promover uma má adaptação, resultando em movimentação dentária e desconforto, sendo esses, além da estética, os principais motivos da não aderência ao tratamento (Yeung et al., 2002; Carneiro et al., 2021).

São necessários estudos que evidenciam alguns fatores que relacionam a reabilitação com as PPRs e a satisfação do paciente, pois, ao passo que a estética se faz importante, a função e a saúde dos tecidos moles e dos dentes remanescentes são cruciais. Dessa forma, novos materiais, mais resistentes e duráveis, assim como avanços no design e fabricação são tópicos necessários a serem abordados a fundo para tornar esse tipo de reabilitação cada vez mais eficaz (Campbell et al., 2017).

Na busca por melhor satisfação dos pacientes, o uso de implantes na terapia reabilitadora com PPRs tem o objetivo de melhorar o suporte, a retenção e a estabilidade das próteses, especialmente nos casos de Classe I e II de Kennedy. Estudos revelaram que essa associação de PPR com implante dentário promoveu melhor qualidade de vida, saúde bucal e maior satisfação dos pacientes com o tratamento (Kim JJ, 2019).

É válido citar que já existem técnicas que envolvem o uso de softwares para projetar estruturas de PPRs a partir de impressões digitais, as quais viabilizam a utilização de materiais avançados, entretanto, este recurso é limitado pelos custos, além da dificuldade de se obter as estruturas metálicas por esses métodos (Campbell et al., 2017). Todavia, estudos mostraram que a fabricação de PPRs com o auxílio de tecnologias CAD/CAM culminou em maior satisfação tanto do profissional como do paciente, por tornar o tratamento mais simplificado em suas etapas (Mai et al., 2022). Além disso, entre os materiais utilizados nas próteses confeccionadas com o auxílio dos sistemas digitais, o PEEK mostrou forte conexão com a satisfação e conforto dos pacientes que fazem uso de PPRs, por proporcionar dispositivos, além de mais estéticos (Liu et al., 2022), mais leves (Guo et al., 2022; Liu et al., 2022).

Numa relação entre PEEK e desejo dos pacientes, um estudo avaliou a qualidade de vida relacionada à saúde bucal, comparando grupos de pacientes que utilizaram PPRs

confeccionadas a partir de PEEK e cobalto-cromo, coletando dados em 4 semanas, 6 meses e 1 ano de uso das próteses, cujo resultado determinou que o tipo de material não influenciou na melhoria da qualidade de vida relacionada à saúde bucal. Com relação à satisfação e escolha do paciente, foi demonstrado que não houve diferenças significativas entre ambos os materiais, indicando que o desempenho das estruturas em PEEK se equiparam às estruturas de cobalto-cromo. Entretanto, esse estudo não foi capaz de afirmar sobre a melhoria da percepção da aparência nos pacientes, o que seria de grande importância, tendo em vista que uma das vantagens da aplicação deste polímero é a estética (Ali et al., 2020). Contrapondo esses resultados, há, ainda, outros estudos que demonstraram pacientes mais satisfeitos esteticamente, quando reabilitados usando próteses em PEEK (Pordeus et al., 2022).

4 CONCLUSÃO

É possível concluir que as ligas de cobalto-cromo ainda são as mais utilizadas para confecção de PPRs, devido às suas propriedades mecânicas, biocompatibilidade e baixo custo de produção. A principal desvantagem estética relacionada às PPRs de metal pode ser solucionada com a utilização de materiais alternativos associados à tecnologia digital, dentre eles, o PEEK. Esse polímero de alto desempenho apresenta propriedades promissoras, entretanto, mais estudos são necessários para elucidar os benefícios do PEEK a longo prazo, bem como as técnicas de fabricação e os desenhos que mais favorecem esse tipo de reabilitação e impulsionam as suas vantagens.

5 REFERÊNCIAS

1. Ahmed N, Abbasi MS, Haider S, Ahmed N, Habib SR, Altamash S, Zafar MS, Alam MK. Fit Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with CAD/CAM, Rapid Prototyping, and Conventional Techniques: A Systematic Review. *Biomed Res Int*. 2021 Sep 6;2021:3194433.
2. Akinyamoju CA, Dosumu OO, Taiwo JO, Ogunrinde TJ, Akinyamoju AO. Oral health-related quality of life: acrylic versus flexible partial dentures. *Ghana Med J*. 2019 Jun;53(2):163-169.
3. Alageel O, Abdallah MN, Alsheghri A, Song J, Caron E, Tamimi F. Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018 Apr;106(3):1174-1185.

4. Ali Z, Baker S, Sereno N, Martin N. A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks. *Int J Prosthodont*. 2020 Jul/Aug;33(4):386-392.
5. Aly Sadek S, Dehis WM, Hassan H. Comparative Study Clarifying the Most Suitable Material to Be Used as Partial Denture Clasps. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018 Jun 7;6(6):1111-1119.
6. Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent*. 2005 Sep;94(3):267-74.
7. Bohnenkamp DM. Removable partial dentures: clinical concepts. *Dent Clin North Am*. 2014 Jan;58(1):69-89.
8. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, Seymour DW. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent*. 2017 Sep;118(3):273-280.
9. Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2021 Feb;125(2):241-248.
10. Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, Yue L, Yu H. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. *Sci Rep*. 2019 Sep 27;9(1):13975.
11. Gentz FI, Brooks DI, Liacouras PC, Petrich A, Hamlin CM, Ellert DO, Ye L. Retentive Forces of Removable Partial Denture Clasp Assemblies Made from Polyaryletherketone and Cobalt-Chromium: A Comparative Study. *J Prosthodont*. 2022 Apr;31(4):299-304.
12. Guo F, Huang S, Liu N, Hu M, Shi C, Li D, Liu C. Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dent Mater J*. 2022 Nov 30;41(6):816-823.
13. Hamanaka I, Isshi K, Takahashi Y. Fabrication of a nonmetal clasp denture supported by an intraoral scanner and CAD-CAM. *J Prosthet Dent*. 2018 Jul;120(1):9-12.
14. Jorge JH, Quishida CC, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Giampaolo ET. Clinical evaluation of failures in removable partial dentures. *J Oral Sci*. 2012;54(4):337-42.
15. Kim JJ. Revisiting the Removable Partial Denture. *Dent Clin North Am*. 2019 Apr;63(2):263-278.

16. Könönen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent.* 1995 Jan;73(1):4-7.
17. Lee WF, Chen MS, Peng TY, Huang PC, Nikawa H, Peng PW. Comparative analysis of the retention force and deformation of PEEK and PEKK removable partial denture clasps with different thicknesses and undercut depths. *J Prosthet Dent.* 2024 Feb;131(2):291.e1-291.e9.
18. Lee WF, Wang JC, Hsu CY, Peng PW. Microstructure, mechanical properties, and retentive forces of cobalt-chromium removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting followed by heat treatment. *J Prosthet Dent.* 2022 Jan;127(1):115-121.
19. Liu Y, Fang M, Zhao R, Liu H, Li K, Tian M, Niu L, Xie R, Bai S. Clinical Applications of Polyetheretherketone in Removable Dental Prostheses: Accuracy, Characteristics, and Performance. *Polymers (Basel).* 2022 Oct 31;14(21):4615.
20. Lo Russo L, Chochlidakis K, Caradonna G, Molinelli F, Guida L, Ercoli C. Removable Partial Dentures with Polyetheretherketone Framework: The Influence on Residual Ridge Stability. *J Prosthodont.* 2022 Apr;31(4):333-340.
21. LÜmkemann N, Eichberger M, Murphy RJ, Stawarczyk B. Suitability of the new Aryl-Ketone-Polymer indicated for removable partial dentures: Analysis of elastic properties and bond strength to denture resin. *Dent Mater J.* 2020 Aug 2;39(4):539-546.
22. Macura-Karbownik A, Chladek G, Żmudzki J, Kasperski J. Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers. *Acta Bioeng Biomech.* 2016;18(1):137-44.
23. Mai HY, Mai HN, Kim HJ, Lee J, Lee DH. Accuracy of removable partial denture metal frameworks fabricated by computer-aided design/ computer-aided manufacturing method: a systematic review and meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract.* 2022 Sep;22(3):101681.
24. Manzoni L, Fratto G, Poli O, Infusino E. Patient and Clinical Evaluation of Traditional Metal and Polyamide Removable Partial Dentures in an Elderly Cohort. *J Prosthodont.* 2019 Oct;28(8):868-875.
25. Martin C, Purevdorj-Gage L, Li W, Shary TJ, Yang B, Murphy RJ, Wu CD. *In Vitro* Biofilm Formation on Aryl Ketone Polymer (AKP), A New Denture Material, Compared with That on Three Traditional Dental Denture Materials. *Int J Dent.* 2021 Oct 26;2021:4713510.
26. Negm EE, Aboutaleb FA, Alam-Eldein AM. Virtual Evaluation of the Accuracy of Fit and Trueness in Maxillary Poly(etheretherketone) Removable Partial Denture Frameworks

Fabricated by Direct and Indirect CAD/CAM Techniques. *J Prosthodont.* 2019 Aug;28(7):804-810.

27. Nishiyama H, Taniguchi A, Tanaka S, Baba K. Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication. *J Prosthodont Res.* 2020 Jan;64(1):98-103.

28. Oh KC, Jeon J, Kim JH. Fabrication of a removable partial denture combining conventional and digital techniques. *J Prosthet Dent.* 2021 Apr;125(4):588-591.

29. Oh KC, Yun BS, Kim JH. Accuracy of metal 3D printed frameworks for removable partial dentures evaluated by digital superimposition. *Dent Mater.* 2022 Feb;38(2):309-317.

30. Ohkubo C, Hanatani S, Hosoi T. Present status of titanium removable dentures--a review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2008 Sep;35(9):706-14.

31. Peng TY, Ogawa Y, Akebono H, Iwaguro S, Sugeta A, Shimoe S. Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. *J Prosthodont Res.* 2020 Jul;64(3):250-256.

32. Pordeus MD, Santiago Junior JF, Venante HS, Bringel da Costa RM, Chappuis Chocano AP, Porto VC. Computer-aided technology for fabricating removable partial denture frameworks: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2022 Sep;128(3):331-340.

33. Salim S, Salleh NM, Abidin ZZ, Yunus N, Rahmat R, Ibrahim N. Physicomechanical properties of cobalt-chromium removable partial denture palatal major connectors fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2022 Sep;128(3):530.e1-530.e7.

34. Shanthi C, Anoop AS, Paul MJV, Narmadha D, Harikumar S, Bhuyan L. Casting Machines in Dentistry - A Review Part I. *J Pharm Bioallied Sci.* 2024 Feb;16(Suppl 1):S46-S48.

35. Soltanzadeh P, Suprono MS, Kattadiyil MT, Goodacre C, Gregorius W. An In Vitro Investigation of Accuracy and Fit of Conventional and CAD/CAM Removable Partial Denture Frameworks. *J Prosthodont.* 2019 Jun;28(5):547-555.

36. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, Arai Y, Wakabayashi N. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res.* 2022 Jan 11;66(1):53-67.

37. Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J Prosthet Dent.* 2019 Oct;122(4):390-395.

38. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Araújo RM, da Silva JMF, Bottino MA, Kleverlaan CJ, de Jager N. Effect of different materials and undercut on the removal force and

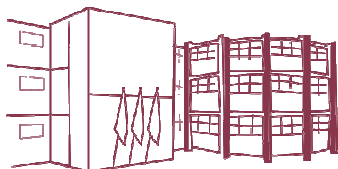
stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dent Mater.* 2020 Feb;36(2):179-186.

39. Vallittu PK, Miettinen T. Duration of induction melting of cobalt-chromium alloy and its effect on resistance to deflection fatigue of cast denture clasps. *J Prosthet Dent.* 1996 Mar;75(3):332-6.

40. Yeung AL, Lo EC, Clark RK, Chow TW. Usage and status of cobalt-chromium removable partial dentures 5-6 years after placement. *J Oral Rehabil.* 2002 Feb;29(2):127-32.

41. Zheng J, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Different Undercut Depths Influence on Fatigue Behavior and Retentive Force of Removable Partial Denture Clasp Materials: A Systematic Review. *J Prosthodont.* 2023 Feb;32(2):108-115.

42. Zheng J, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Fatigue behavior of removable partial denture cast and laser-sintered cobalt-chromium (CoCr) and polyetheretherketone (PEEK) clasp materials. *Clin Exp Dent Res.* 2022 Dec;8(6):1496-1504.



Folha de Informação

Em consonância com a Resolução CoCEx-CoG nº 7.497/2018, informamos que a Comissão de Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) em sua 536ª Reunião Ordinária, realizada em 04 de outubro de 2024, **aprovou**, fundamentando-se na sugestão da Subcomissão para Avaliação dos Trabalhos de Conclusão de Curso (TCCs) da Unidade, **a inclusão deste trabalho na Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos da USP (BDTA).**

Cumpre-nos destacar que a disponibilização deste trabalho na BDTA foi autorizada pelos autores (estudante e docente orientador), conforme menção constante no trabalho e documentação existente no Serviço de Graduação da FORP.

Ribeirão Preto, 04 de novembro de 2024.

Prof. Dr. Michel Reis Messoria
Presidente da Comissão de Graduação
FORP/USP